

내림 경사로 보행시 배낭 무게에 따른 하지 움직임의 운동역학적 분석

채원식¹ · 이형섭² · 정재후² · 김동수³

¹경북대학교 사범대학 체육교육과 · ²경북대학교 대학원 체육학과 · ³경북대학교 스포츠과학연구소

Biomechanical Analysis of Varying Backpack Loads on the Lower Limb Moving during Downhill Walking

Woen-Sik Chae¹ · Haeng-Seob Lee² · Jae-Hu Jung² · Dong-Soo Kim³

¹Department of Physical Education, College of Education, Kyungpook National University, Daegu, Korea

²Department of Physical Education, Graduate School of Kyungpook National University, Daegu, Korea

³Sports Science Research Institute, Kyungpook National University, Daegu, Korea

Received 30 April 2015; Received in revised form 24 June 2015; Accepted 30 June 2015

ABSTRACT

Objective: The purpose of this study was to conduct biomechanical analysis of varying backpack loads on the lower limb movements during downhill walking over -20° ramp.

Method: Thirteen male university students (age: 23.5±2.1 yrs, height: 175.7±4.6 cm, weight: 651.9±55.5 N) who have no musculoskeletal disorder were recruited as the subjects. Each subject walked over 20° ramp with four different backpack weights (0%, 10%, 20% and 30% of body weight) in random order at a speed of 1.0±0.1 m/s. Five digital camcorders and two force plates were used to obtain 3-d data and kinetics of the lower extremity. For each trial being analyzed, five critical instants were identified from the video recordings. Ground reaction force, loading rate, decay rate, and resultant joint moment of the ankle and the knee were determined by the inverse dynamics analysis. For each dependent variable, one-way ANOVA with repeated measures was used to determine whether there were significant differences among four different backpack weight conditions ($p < .05$). When a significant difference was found, post hoc analyses were performed using the contrast procedure.

Results: The results of this study showed that the medio-lateral GRFs at RHC in 20% and 30% body weight were significantly greater than the corresponding value in 0% of body weight. A consistent increase in the vertical GRFs as backpack loads increased was observed. The valgus joint movement of the knee at RTO in 30% body weight was significantly greater than the corresponding values in 0% and 10% body weight. The increased valgus moment of 30% body weight observed in this phase was associated with decelerating and stabilizing effects on the knee joint. The results also showed that the extension and valgus joint moments of the knee were systematically affected by the backpack load during downhill walking.

Conclusion: Since downhill walking while carrying heavy external loads in a backpack may lead to excessive knee joint moment, damage can occur to the joint structures such as joint capsule and ligaments. Therefore, excessive repetitions of downhill walking should be avoided if the lower extremity is subjected to abnormally high levels of load over an extended period of time.

Keywords: Downhill Walking, Varying Backpack Loads, Joint Kinetics, Loading Rate, Decay Rate, Ground Reaction Forces, Resultant Joint Moment

1. 서 론

보행은 인체 중심을 이동시키기 위한 인간의 움직임 중 가장 기본이 되는 동작이며, 신경계와 근골격계의 협응이 필요한 연속적이고 반복적인 동작이다(Perry & Davids, 1992). 또한 보행은 일상생활에 있어 가장 빈번하게 발생되며, 운동 수행에 있어 가장 기본이 되는 동작이다(Neumann, 2013). 이러한 보행은 남녀노소 누구나 즐길 수 있으며, 상해의 위험성이 가장 낮은 유산소 운동으로써 체지방 감소, 산소섭취량 증대, 심장기능 강화, 신진대사 촉진, 병에 대한 저항력 증가 등 다

Corresponding Author : Haeng-Seob Lee
Department of Physical Education, Graduate School of Kyungpook National University, 80 Daehak-ro, Buk-gu, Daegu, Korea
Tel : +82-53-950-5932 / Fax : +82-53-955-4235
E-mail : hokak2@naver.com
이 논문은 2014년도 정부(교육부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(NRF-2014R1A1A2059404)

양한 운동 효과를 얻을 수 있는 장점이 있다.

최근 건강에 대한 관심이 높아지면서 운동에 참여하는 인구가 급격히 늘어나는 추세이다. 특히 걷기와 같은 유산소 운동의 다양한 효과가 알려지면서 걷기 동작이 반복적으로 이루어지는 등산에 참여하는 인구 역시 증가하고 있으며 Gallup Korea(2014)에 의하면 한국인이 가장 좋아하는 취미로 등산을 뽑았다. 등산은 체중지지 운동으로써 골밀도를 높여주며, 보행 빈도나 보행 속도 조절을 통해 개인 스스로가 운동 강도를 쉽게 조절할 수 있는 다양한 장점을 가지고 있다(Lee et al., 2014). 또한 등산은 일반적인 걷기 운동과 유사하지만 걷기 운동에 비해 운동 강도가 상대적으로 높으며, 오르막과 내리막을 반복해서 걷는 운동 특성 때문에 심폐순환계 및 근육 강화에 효과적인 운동이다. 따라서 적당한 강도의 등산 운동은 중장년층의 건강유지와 성인병 예방을 위한 지구성 운동으로 매우 적합하다. 하지만 이러한 등산 운동의 긍정적인 효과와 더불어 장시간의 등산 운동에 따른 상해 발생률 증가와 같은 문제점이 많은 연구에서 보고되고 있으며, 특히 하산 시 내리막 보행의 위험성에 대해 경고하고 있다(Dufek & Bates, 1990; Redfern & DiPasquale, 1997; Turner, Helliwell, Siegel, & Woodburn, 2008).

Dufek과 Bates(1990)는 등산 활동 시 신체로 전달되는 부하의 40%가 척추에 집중되며, 과도한 보폭의 증가는 척추와 하지관절에 심각한 손상을 유발시킬 수 있다고 보고하였다. Turner et al.(2008)은 평지 보행과 비교하여 경사로를 오르내리는 등산 운동은 신체 중심 이동 시 신체의 안정성이 감소되어 상해 유발 가능성이 높아진다고 밝혔다. Sheehan과 Gottschall(2012)은 경사로 보행이 계단 내리막 보행보다 더욱 위험하다고 보고하였다. 이처럼 등산과 같은 내리막 보행 시 발생하는 과도한 힘은 인체 근골격계에 강한 충격력을 전달하며, 동시에 비정상적인 관절 회전력을 유발시키기 때문에 근골격계 질환의 발생 원인이 된다고 할 수 있다(Dufek & Bates, 1990). Nigg와 Bobbert(1990)는 강한 스트레스가 관절에 지속적으로 작용하면 신체 상해가 유발될 수 있으며, 이를 방지하기 위해서는 인체 근골격계에 작용하는 충격력과 관절회전력이 적절히 제어되어야 한다고 보고하였다.

경사로 보행의 경우 내리막 경사각이 증가함에 따라 무릎 관절의 전단력과 수직지면반력이 증가하고, 하지관절의 근회전력이 평지 보행에 비해 크게 나타나기 때문에 미끄러짐과 같은 상해의 유발 가능성이 높아진다(McVay & Redfern, 1994). 특히 내리막 보행 시 하지근육 약화와 하지근력 불균형에 따른 보행의 불안정성으로 인하여 미끄러지거나 균형을 잃어 낙상하는 빈도가 평지 보행에 비해 현저히 높은 것으로 나타났다(Redfern & DiPasquale, 1997; Turner et al., 2008). 따

라서 Turner et al.(2008)은 내림 경사로 보행 시 발생할 수 있는 낙상의 주요 요인들을 밝히기 위해서는 생체역학적 분석을 통해 중요 운동역학적 변인들을 살펴보는 것이 필요하다고 하였다.

등산을 즐기는 대부분의 사람들은 배낭을 착용한 상태에서 보행 동작을 수행하게 되며, 보행 시 착용한 배낭의 부하는 척추를 비롯한 상지와 하지의 근골격계 질환 증가와 관련이 있는 것으로 보고되었다(Bentley, Page, & Walker, 2004; Twombly & Schussman, 1995). 등산을 하는 동안 착용하게 되는 배낭은 체중 외에 부가적인 지지하중을 높여 인체 근골격계 상해 발생 빈도를 증가시킬 것으로 판단된다. Haisman(1988)은 착용한 배낭의 무게가 체중의 30%일 때, 인체의 생리적, 역학적, 심리적 변인에 유의하게 영향을 미친다고 보고하였으며, McIntosh, Leemon, Visitacion, Schimelpfenig과 Fosnocht (2007)는 보행에 따른 상해 예방을 위한 방법으로 배낭의 무게를 줄일 것을 제안하였다.

이와 같이 배낭 착용과 보행에 관련된 국내의 선행연구들은 주로 배낭 휴대 보행 시 산소 소비량 변화와 같은 생리학적 연구(Holewijn, 1990; Kirk & Schneider, 1992; Ramanathan & Datta, 1971), 배낭 휴대 시 보행주기와 자세 변화와 같은 기초적인 운동학적 분석(Kim & Shin, 1995; Jo, 2001; Malhotra & Gupta, 1965; Negrini & Carabalona, 2002; Pascoe, Pascoe, Wang, & Shim, 1997)이 대부분이며, 보행 동작 시 측정되는 지면반력, 각 관절에 미치는 관절합성력 및 관절 모멘트와 같은 운동역학적 분석은 미비한 실정이다.

최근 등산이 유산소운동으로 중·장년층의 건강 유지에 매우 효과적인 운동으로 인식되면서 등산에 참여하는 인구 역시 급격하게 증가하는 추세에 있다. 하지만 대부분의 경우 배낭 착용 후 내리막 보행 시 발생할 수 있는 근골격계의 부상 위험성에 대한 심각성은 인지하지 못하고 있는 실정이다.

따라서 본 연구의 목적은 배낭 무게에 따른 내리막 경사로 보행 동작의 운동역학적(kinetics) 비교 분석에 있으며 이를 통해 배낭 착용 후 내리막 경사로 보행이 인체 근골격계에 미치는 영향과 근골격계 발생될 수 있는 상해 예방을 위한 과학적인 정보를 제공하여 근골격계 상해를 줄일 수 있는 안전하고 올바른 등산 보행 방법을 제시할 수 있을 것으로 판단된다.

II. 연구방법

1. 연구 대상자

본 연구를 위해 인체 근골격계에 이상이 없는 남자 대학

생 13명을 피험자로 선정하였으며, 자발적으로 동의서에 서명한 후 실험에 참여하였다. 피험자의 연령은 23.5 ± 2.1 yrs, 신장은 175.7 ± 4.6 cm, 체중은 651.9 ± 55.5 N이며, 본 실험에 앞서 피로를 유발시킬 수 있는 강도 높은 신체 활동은 실험 4주전부터 금지하였다.

2. 실험 장비

본 연구를 위해 <Figure 1>과 같이 지면반력기와 연역적 해법 분석을 위한 동작분석 장비가 배치되었다. 또한 전후, 좌우, 수직 지면반력값, 하지관절 중심을 축으로 근육에 의해 발생하는 합성관절모멘트(resultant joint moment)을 분석하기 위해 2대의 지면반력기(AMTI, OR6-5)를 내리막 경사로에 설치하였다. 지면반력기의 샘플링 속도는 1000 Hz로 설정하였고, KwonGRF 2.0 Program(Visol Inc., Korea)을 사용하여 자료 수집을 실시하였다.

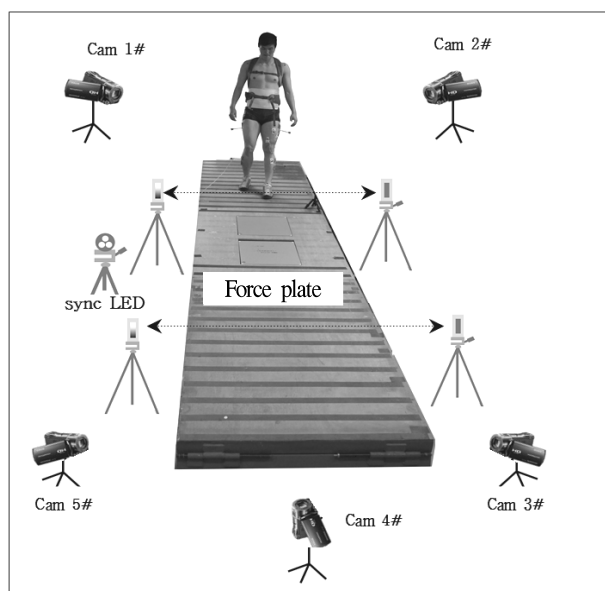


Figure 1. Experimental equipment

3. 실험 절차

본 연구에서는 지면반력 분석 및 연역적 해법 분석을 실시하였다. 피험자들은 실험에 들어가기 전 피로를 유발시킬 수 있는 강도 높은 신체 활동을 금지시키고, 10분간 가볍게 워밍업을 실시하였다. 본 실험에서는 무작위 순으로 배낭 미착용, 자신의 체중 10%, 20%, 30% 무게의 배낭을 각각 착용한 상태에서 내리막 경사로(길이 5.5 m, 넓이 1.2 m, 각도 -20°) 보행을 실시하였으며, 보행 속도는 포토셀이 설치된 속도측정기를 사용하여 1.0 ± 0.1 m/s로 통제하였다.

4. 자료 분석

1) 주요 시점 및 구간 설정

본 연구에서는 분석의 용이성을 위해 영상 자료를 통해 LHC1 (left heel contact1), RTO (right toe take-off), RHC (right heel contact), LTO (left toe take-off), LHC2 (left heel contact2)의 5개 중요 국면과 LHC-RTO(initial double limb stance [IDLS]), RTO-RHC(initial single limb stance [ISLS]), RHC-LTO(terminal double limb stance [TDLS]), LTO-LHC2 (terminal single limb stance [TSLs])의 4개 구간을 설정하였다 (Figure 2).

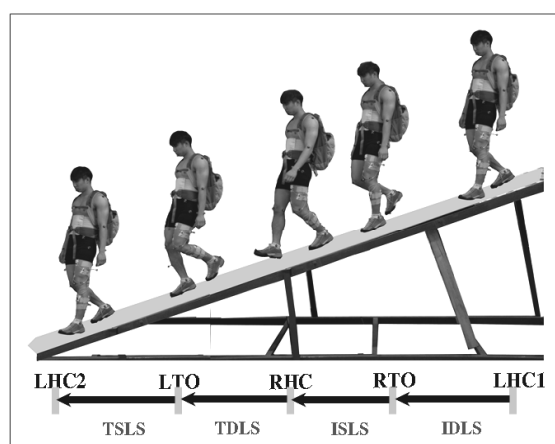


Figure 2. Critical instants & phases

2) 운동역학적 분석

지면반력 데이터 분석은 KwonGRF 2.0 Program(Visol Inc, Korea)를 사용하여 전·후, 좌·우, 수직 지면반력 값을 측정하였으며, 수집된 지면반력 데이터는 20 Hz 저역통과필터를 사용하여 노이즈를 제거하였다. 경사로 내리막 보행 동작 시 수집된 지면반력 값은 피험자의 체중을 통해 표준화하였다.

보행은 전진과 균형의 복잡한 과정이므로 전진 하려는 힘과 균형을 이루는 힘을 제공하는 지면반력을 분석하는 것은 보행 연구에 중요한 자료가 될 수 있다(Hamill, Bates, Knutzen, & Sawhill, 1983). 특히 내림경사로 보행 중 인체에 미치는 최대의 스트레스는 입각기 동안의 수직지면반력이므로 수직지면반력 정점의 크기와 그 시간 및 부하율을 분석하는 것은 중요하다.

부하율/loading rate: LR)은 발이 지면 착지 시 발생하는 최대 수직 반력값(P_1)에서 최대 수직 반력값이 발생하기 전 50 N이 넘는 첫 번째 수직 반력값(F_{50}^+)을 빼서 그들의 시간차로 나누었다.

$$LR = \frac{P_1 - F_{50}^+}{t_1 - F_{50}^+}$$

부하 감소율(decay rate: DR)은 발이 지면 반력에서 떨어지기 전 추진 시 발생하는 최대 수직 반력값(P_2)이 나타난 이후 처음으로 50 N의 값보다 적게 발생하는 수직 지면반력값(F_{50}^-)에서 P_2 를 뺀 후 그들의 시간차로 나누어 계산하였다.

$$DR = \frac{F_{50}^- - P_2}{F_{50}^- - t_2}$$

하지관절의 모멘트 계산을 위해 발목과 무릎관절은 절구관절로 가정하며 무릎관절에 발생하는 반발력의 작용선은 항상 발목과 무릎관절의 중심을 지난다고 가정하였다. 하지 분절의 가속도는 인체의 관절 중심점의 위치와 인체 분절 자료에 의해 계산되어지며 관절에 작용하는 모멘트는 Eulerian 원리와 Newtonian 방정식에 의해 계산하였다(Figure 3).

F_k 와 M_k 는 무릎관절에 미치는 합성력과 합성회전력, F_a 와 M_a 는 발목관절에 미치는 합성력과 합성회전력, W_s 와 W_a 는 하퇴와 발의 무게, F_g 는 지면반력기에 의해 측정된 지면 반력, M_g 는 지면 반력기에서 발에 작용되어지는 회전력(자유모멘트).

운동방정식을 유도하기 위해 운동학적인 변인들은 하지에 작용하는 외력 및 회전력과 통합되어진다. 회전력과 관성력은 전역좌표계에서는 지속적으로 변화되어지기 때문에 모든 회전력과 관성력은 지역좌표계로 표현되어지며 관절의 합성력 측정 단계에서 지역좌표계에서 전역좌표계로 변환되어진다.

신체 분절 중심에 대한 종합 외회전력을 지역좌표계에서 표현하면 아래와 같다.

$$\dot{H}^L = I\alpha^L$$

H 는 외회전력, L 은 신체분절, I 는 분절 무게 중심을 지나는 축에 대한 주관성 모멘트, α^L 은 지역좌표계에 대한 분절의 각가속도이다.

하지관절의 합성력은 아래의 운동방정식에 의해 계산하였다.

$$F_g + F_k + \sum_{i=1}^2 W_i = \sum_{i=2}^2 m_i a_i$$

$$M_g + [r_{g/o} \times F_g] + [r_{a/o} \times F_a]$$

$$+ \sum_{i=1}^2 [r_{p/o} \times F_p] + M_k = \sum_{i=1}^2 \dot{H}_i$$

W 는 분절의 무게, F_g 는 지면 반력, m 은 분절의 질량, a 는 분절 무게 중심의 선가속도, M_g 는 지면반력기에서 측정되어진 자유모멘트(free moment), $r_{g/o}$ 는 발의 무게 중심에서 압력 중심점까지의 상대 위치 벡터, $r_{a/o}$ 는 하퇴의 무게중심에서 발목 관절까지의 상대 위치 벡터, $r_{p/o}$ 는 분절의 무게 중심에서 근 위점까지의 상대 위치 벡터, F_a 와 F_p 는 발목관절에 미치는 합성력과 분절에 작용하는 근위 관절의 합성력, \dot{H} 는 전역좌표계에 대한 분절 무게 중심의 합성 외회전력, x 는 외적, i 는 각 분절을 의미한다.

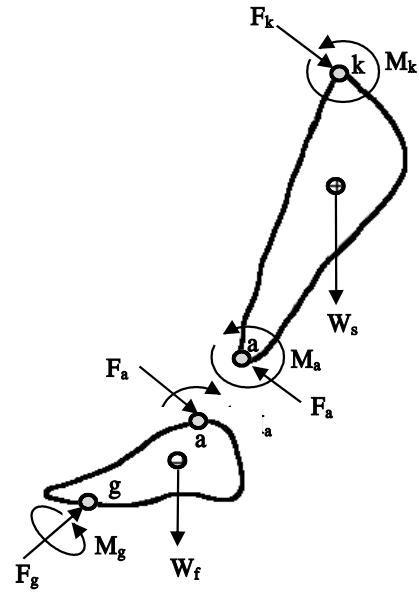


Figure 3. Free body diagram of lower extremity

5. 통계 처리

본 연구에서는 내리막 보행 동작 시 배낭 무게에 따른 운동학적, 운동역학적 변인들의 통계적 유의차를 검증하기 위해 SPSS 21.0을 이용하여 반복측정을 통한 일원분산분석을 실시하였다. 또한 집단간 통계적 유의차를 검증하기 위해 contrast 사후 검증을 실시하였으며, 유의수준은 $p < .05$ 로 설정하였다.

III. 결과 및 논의

본 연구에서 지면반력의 크기와 방향은 <Table 1>과 같이 나타났다. 아래에 제시되어진 F_x 의 값은 내(-)외(+) 방향, F_y 의 값은 전(+)/후(-) 방향, F_z 의 값은 위(+)/아래(-) 방향의 값을 나타낸다.

좌·우 지면반력 값은 RTO 시점에서 집단간 유의차는 나타나지 않았지만 체중비 배낭의 무게가 무거울수록 외측 방향의 지면반력 값이 증가하는 것을 볼 수 있다. RHC 시점에서 체중비 20% 및 30% 무게의 배낭을 착용했을 때 배낭을 착용하지 않고 내리막 보행을 했을 때와 비교하여 통계적으로 유의하게 증가하였다($p < .05$). 본 연구의 결과를 통해 배낭의 무게가 증가할수록 외측 방향의 지면반력이 증가함을 알 수 있다. Robbins와 Waked(1997)는 신체 균형과 수직 지면반력 사이에 매우 밀접한 상관관계가 있다고 보고하였다. 배낭 무게의 증가에 따른 하중을 분산시키기 위해 외측 방향으로 밀어내는 형태를 취하여 안정성을 확보하는 것으로 판단된다.

배낭의 무게가 증가될 때 전후 방향의 지면반력 값은 RTO시점에서 통계적으로 유의하게 감소되었다($p < .05$). 지면반력의 (-) 값은 후방으로 반발력이 발생하는 것을 의미하며, 이는 내림경사로 보행 시 발 전족부 부분에서 강력한 제동을 유발하여 인체 무게와 배낭의 하중을 지탱하기 위한 현상으로 판단된다.

배낭의 무게가 증가될 때 수직 방향의 지면반력 값은 RTO 및 RHC 시점에서 통계적으로 유의하게 증가되었다($p < .05$). 배낭의 무게가 증가할수록 신체 부하가 증가하게 되고 전신의 균형 유지가 어려워 미끄럼 부상의 원인이 될 수 있다. 이에 따라 피험자들은 배낭의 무게가 증가할수록 발의 미끄럼을 방지하기 위해 발목 관절을 경직시킨 상태에서 제동력(후방으로의 반발력)과 수직지면반력을 강하게 발생시키는 것으로 판단된다.

부하율(loading rate)은 최대 수직 지면반력과 착지를 시작하여 그 힘이 발현되는데 걸리는 시간의 비율을 말한다. 이 힘

은 착지 시 인체가 제동력을 받는 힘의 비율이므로 신발의 충격 흡수 기능을 평가하는데 이용된다(Kim, 2006). 우리 인체가 단위 시간당 경험하는 힘, 즉 부하의 크기와 같으므로 충격흡수의 정도를 평가하는 지표로도 이용된다(Kwak, 1999). 배낭의 무게 증가에 따른 내리막 경사로 보행에서 부하율은 <Table 2>와 같이 나타났으며, 통계적 유의차는 나타나지 않았지만 배낭의 무게가 무거울수록 부하율이 증가하는 것으로 분석된다.

배낭의 무게가 무거울수록 부하율이 증가하는 것은 최대 부하량의 증가와 최대부하량이 발현되어지는 시간이 배낭의 무게가 무거울수록 짧아지기 때문인 것으로 분석되었다. 이러한 현상이 발생한 이유는 내리막 경사로 보행에서는 평지보행과 다르게 인체의 체중과 더해진 배낭의 무게가 중력의 영향 때문에 더 강하게 작용하기 때문인 것으로 판단된다.

Table 1. Ground reaction forces during walking over -20 degree ramp

(unit: BW)

		normal	10%	20%	30%	F	<i>p</i>
Medio-lateral	LHC1	0.01 (0.03)	0.02 (0.01)	0.01 (0.01)	0.01 (0.02)	.952	.424
	RTO	0.07 (0.03)	0.08 (0.02)	0.08 (0.03)	0.09 (0.03)	.832	.484
	RHC	0.05 (0.02) ^{02, 03}	0.07 (0.02)	0.08 (0.02) ⁰²	0.08 (0.03) ⁰³	4.711	.006
	LTO	-0.01 (0.01)	0.00 (0.01)	-0.01 (0.01)	-0.01 (0.01)	1.807	.160
	LHC2	- -	- -	- -	- -		
Antero-posterior	LHC1	0.00 (0.05)	0.00 (0.03)	0.00 (0.03)	0.01 (0.03)	.624	.603
	RTO	-0.53 (0.10) ^{02, 03}	-0.59 (0.05) ¹³	-0.64 (0.07) ⁰²	-0.70 (0.09) ^{03, 13}	9.238	.000
	RHC	-0.21 (0.05)	-0.24 (0.06)	-0.25 (0.05)	-0.27 (0.07)	2.350	.085
	LTO	-0.04 (0.02)	-0.05 (0.02)	-0.06 (0.02)	-0.05 (0.02)	.707	.553
	LHC2	- -	- -	- -	- -		
Vertical	LHC1	0.14 (0.15)	0.09 (0.10)	0.05 (0.04)	0.08 (0.08)	1.535	.201
	RTO	1.17 (0.16) ^{02, 03}	1.30 (0.09) ¹³	1.41 (0.09) ^{02, 13, 23}	1.57 (0.15) ^{03, 23}	21.771	.000
	RHC	0.94 (0.13) ^{02, 03}	1.05 (0.18)	1.16 (0.12) ⁰²	1.23 (0.17) ⁰³	8.260	.000
	LTO	0.06 (0.02)	0.05 (0.04)	0.07 (0.03)	0.06 (0.09)	.452	.717
	LHC2	- -	- -	- -	- -		

note. ⁰¹ Significant difference between 0% weight and 10% weight at $p < .05$

⁰² Significant difference between 0% weight and 20% weight at $p < .05$

⁰³ Significant difference between 0% weight and 30% weight at $p < .05$

¹² Significant difference between 10% weight and 20% weight at $p < .05$

¹³ Significant difference between 10% weight and 30% weight at $p < .05$

²³ Significant difference between 20% weight and 30% weight at $p < .05$

Table 2. Resultant loading and decay rate during walking over -20 degree ram

(unit: N/sec)

	normal	10%	20%	30%	F	<i>p</i>
loading rate	4438.68 (1842.58)	4794.02 (1760.97)	5242.41 (2109.48)	5471.56 (1306.65)	.807	.497
decay rate	-1922.92 (1322.24)	-2166.70 (1587.43)	-2147.51 (1207.48)	-2086.34 (1197.41)	.082	.969

Table 3. Resultant joint moment of the ankle during walking over -20 degree ramp

(unit: BWm)

		normal	10%	20%	30%	F	<i>p</i>
dorsi-plantar flexion	LHC1	-0.012 (0.015)	-0.020 (0.023)	-0.008 (0.012)	-0.015 (0.015)	1.062	.375
	RTO	0.007 (0.041)	0.003 (0.022)	0.008 (0.039)	-0.016 (0.083)	.543	.656
	RHC	-0.003 (0.031)	-0.008 (0.024)	-0.010 (0.033)	-0.024 (0.045)	.791	.506
	LTO	0.012 (0.005)	0.010 (0.004)	0.015 (0.004)	0.010 (0.006)	2.373	.083
	LHC2						
inversion-eversion	LHC1	0.001 (0.007)	0.002 (0.003)	0.000 (0.003)	0.003 (0.010)	.505	.681
	RTO	0.025 (0.009)	0.030 (0.010)	0.030 (0.012)	0.057 (0.077)	1.599	.203
	RHC	0.007 (0.015)	0.013 (0.012)	0.009 (0.016)	0.024 (0.065)	.564	.641
	LTO	-0.001 (0.002)	0.000 (0.002)	-0.001 (0.002)	0.001 (0.006)	1.235	.308
	LHC2						
Internal-external rotation	LHC1	0.001 (0.002)	0.000 (0.002)	-0.001 (0.003)	-0.001 (0.003)	1.397	.256
	RTO	0.009 (0.004)	0.011 (0.005)	0.012 (0.008)	0.002 (0.048)	.445	.722
	RHC	0.013 (0.006)	0.017 (0.005)	0.015 (0.007)	0.010 (0.019)	1.005	.400
	LTO	0.000 (0.002)	0.000 (0.003)	0.000 (0.002)	0.000 (0.003)	.264	.851
	LHC2						

Table 4. Resultant joint moment of the knee during walking over -20 degree ramp

(unit: BWm)

		normal	10%	20%	30%	F	<i>p</i>
flexion-extension	LHC1	-0.006 (0.022)	-0.006 (0.030)	-0.001 (0.027)	-0.011 (0.022)	.281	.839
	RTO	0.310 (0.115)	0.343 (0.071)	0.397 (0.058)	0.356 (0.221)	.886	.456
	RHC	0.359 (0.049)	0.384 (0.041)	0.388 (0.126)	0.426 (0.091)	1.289	.290
	LTO	0.027 (0.020)	0.033 (0.034)	0.062 (0.032)	0.036 (0.046)	2.373	.083
	LHC2						
abduction-adduction	LHC1	0.006 (0.012)	0.001 (0.022)	-0.003 (0.008)	0.007 (0.014)	1.173	.331
	RTO	0.090 (0.017) ⁰³	0.085 (0.020) ¹³	0.097 (0.026)	0.127 (0.045) ^{03, 13}	4.828	.005
	RHC	0.075 (0.020)	0.078 (0.021)	0.076 (0.031)	0.097 (0.046)	1.324	.279
	LTO	-0.001 (0.003)	0.000 (0.003)	0.002 (0.005)	0.001 (0.008)	1.136	.345
	LHC2						
Internal-external rotation	LHC1	0.001 (0.002)	0.000 (0.003)	0.000 (0.001)	-0.001 (0.002)	.955	.423
	RTO	0.021 (0.009)	0.014 (0.015)	0.020 (0.014)	0.016 (0.050)	.163	.921
	RHC	0.007 (0.006)	-0.001 (0.013)	0.000 (0.009)	0.005 (0.010)	1.837	.154
	LTO	0.007 (0.005)	0.005 (0.005)	0.008 (0.004)	0.006 (0.008)	.354	.786
	LHC2						

note. ⁰¹ Significant difference between 0% weight and 10% weight at $p < .05$ ⁰² Significant difference between 0% weight and 20% weight at $p < .05$ ⁰³ Significant difference between 0% weight and 30% weight at $p < .05$ ¹² Significant difference between 10% weight and 20% weight at $p < .05$ ¹³ Significant difference between 10% weight and 30% weight at $p < .05$ ²³ Significant difference between 20% weight and 30% weight at $p < .05$

부하감소율(decay rate)에서는 배낭의 무게에 따라 큰 차이가 나타나지 않는 것으로 보아 부하가 클수록 부하량은 커지지만 최대 부하량 이후 부하량이 감소하는 시간 또한 길어짐을 알 수 있다. 이는 하지 관절의 시간을 길게 하는 완충작용으로 인하여 인체 스스로가 안정성을 확보하고자 하는 자구적 행동으로 보인다.

시점별 발목관절 모멘트는 <Table 3>과 같이 나타났으며, 발목관절의 배측·저측, 내·외·회전 모멘트는 모든 시점에서 집단 간 통계적 유의차가 나타나지 않았다. 이러한 결과는 다양한 보행 패턴에 따른 개개인의 보행 특성 차이 때문인 것으로 판단된다. 하지만 RTO 및 RHC 시점에서 체중비 30% 무게의 배낭을 멘 집단이 배낭을 메지 않은 집단에 비해 외·회전 모멘트가 높게 나타났다. 이는 배낭 무게의 증가로 인한 발목의 과도한 내·외·회전 동작을 억제하기 위한 현상이라 판단된다.

시점별 무릎관절 모멘트는 <Table 4>와 같이 나타났으며, 굴곡·신전, 내·외·회전 무릎관절 모멘트는 집단 간 통계적 유의차가 나타나지 않았다. 하지만 RHC 시점에서 배낭의 무게가 무거울수록 무릎 신전근 모멘트 값이 증가하는 것으로 나타났다. 배낭의 무게 증가에 따른 무릎관절의 안정성을 확보하기 위해서는 무릎관절의 굴곡동작이 적절히 제어되어야 하며, 이를 위해 무릎 신전근의 회전력 발생이 증가하는 것으로 판단된다.

Ounpuu(1990)는 내림 경사로 보행 시 무릎 신전근의 원심성 수축활동, 무릎 굴곡근과 신전근의 수축력이 증가됨을 보고하였으며, Perry와 Burnfield(2010)는 보행의 첫 번째 구간에서 체중부하를 억제하기 위하여 신전근 회전력이 필요하다고 보고하였다. 본 연구에서 배낭의 무게를 증가시켜 내림 보행을 할 때 발목관절 신전근에 비해 무릎관절 신전근이 신체의 안정성을 유지에 더 큰 기여도를 가지는 것으로 판단된다.

내·외·회전 무릎관절 모멘트는 RTO 시점에서 배낭의 무게가 무거울수록 외·회전 모멘트가 통계적으로 유의하게 증가되었다($p < .05$). 또한 RHC 시점에서 집단 간 유의차가 나타나지는 않았지만 배낭의 무게가 무거울수록 외·회전 모멘트 값이 증가하는 경향이 나타났다. 이러한 결과는 무릎관절의 과도한 내·외·회전 동작을 제어하고 기저면을 넓게 가져가 하중을 안정적으로 지탱하고자 하는 인체의 동적 안정성 확보 전략으로 보인다. 하지만 지속적인 무릎관절의 외·회전 모멘트 증가는 비선형적 회전력을 발생시켜 무릎관절 손상에 영향을 줄 것으로 판단된다. Markoff et al. (1995)은 무릎 신전 모멘트와 외·회전 모멘트의 증가는 전방십자인대의 장력 증가와 연관이 있는 것으로 보고하였다. 따라서 본 연구의 결과에서 나타난 바와 같이 배낭의 무게 증가에 따른 무릎관절 신전 및 외·회전 모멘트의 증가는 등산 시 착용한 배낭 무게가 관절 상해의 중요 원인으로 고려될 수 있을 것으로 판단된다.

IV. 결론 및 제언

본 연구는 배낭 무게에 따른 내림 경사로 보행 동작을 운동역학적(kinetics)으로 비교 분석하여 인체 근골격계에 미치는 영향과 상해 예방을 위한 과학적인 정보를 제공하는데 있다. 본 연구의 결과 배낭의 무게가 증가할수록 전후, 좌우 및 수직 방향의 지면반력 값이 유의하게 증가하였다. 이러한 지면반력의 형태는 신체의 균형을 유지하고 보행의 안정성을 확보하기 위해 전후방향에서는 강한 제동을 발생시키는 것으로 판단되며, 좌우방향에서는 외·회전으로 힘을 발생시킴으로써 배낭 무게의 증가에 따른 하중을 분산시켜 안정성을 확보하는 것으로 판단된다.

내림 경사로 보행 시 배낭의 무게 증가에 따른 무릎관절 신전 및 외·회전 모멘트 값의 증가는 무릎관절의 비정상적 동작을 제어하여 신체의 하중을 안정적으로 지탱하고자 하는 인체의 동적 안정성 확보 전략으로 보인다. 내림 경사로 보행 시 배낭의 무게 증가에 따른 무릎관절 신전 및 외·회전 모멘트의 과도한 증가는 등산 시 착용한 배낭 무게가 관절 상해의 중요 원인으로 고려될 수 있을 것이다.

차후 배낭 착용 후 경사로 내림 보행 시 하지의 움직임에 대한 보다 의미 있는 결과 도출을 위해 동작분석 및 근전도 분석을 실시하여 하지의 운동학적 변인 및 근활성도의 변화를 추가적으로 살펴볼 필요성이 있을 것으로 판단된다.

참고문헌

- Bentley, T. A., Page, S., & Walker, L. (2004). The safety experience of new zealand adventure tourism operators. *Journal of Travel Medicine*, 11(5), 280-286.
- Dufek, J. S., & Bates, B. T. (1990). The evaluation and prediction of impact forces during landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22(2), 370-377.
- Gallup Korea. (2014). The hobby which korean like most. Retrieved from <http://www.gallup.co.kr/gallupdb/reportContent.asp?seqNo=634&pagePos=1&selectYear=0&search=0&searchKeyword>.
- Haisman, M. F. (1988). Determinants of load carrying ability. *Applied Ergonomics*, 19(2), 111-121.
- Hamill, J., Bates, B. T., Knutzen, K. M., & Sawhill, J. A. (1983). Variations in ground reaction force parameters at different running speeds. *Human Movement Science*, 2(1-2), 47-56.
- Han, J. T., & Hwang, B. K. (2010). Analysis of Plantar Foot Pressure and Pathway of COP Depending on Inclination of Descending Ramp. *Journal of Korea Contents Association*, 10(8), 257-265.

- Holewijn, M. (1990). Physiological strain due to load carrying. *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*, 61(3), 237-245.
- Jo, S. C. (2001). Effects of backpack weight on elementary school boy's walking. *The Korean Journal of Sports Medicine*, 19(2), 303-310.
- Kim, Y. J. (2006). *The Biomechanical Analysis on Walking when Wearing the curved rear Balance Shoes*. Unpublished Doctor's Thesis, Graduate School of Kyungpook National University.
- Kirk, J., & Schneider, D. A. (1992). Physiological and perceptual responses to load-carrying in female subjects using internal and external frame backpacks. *Ergonomics*, 35(4), 445-455.
- Kwak, C. S. (1993). The Influence of midsole hardness of sport shoes on pressure distribution and shock attenuation during running. *The Korean Journal of Physical Education*, 38(2), 483-497.
- Lee, H. S., Chae, W. S., Jung, J. H., Kim, D. S., Lim, Y. T., & Jang, J. I. (2014). The influence of angle change of the forefoot's adhesive outsole designs on the electromyographic activity of the erector spinae and selected lower limb muscles during downhill walking. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 24(2), 139-149.
- Malhotra, M. S., & Gupta, J. S. (1965). Carrying of school bags by children. *Ergonomics*, 8(1), 55-60.
- Markoff, K. L., Burchfield, D. M., Shapiro, M. S., Shepard, M. F., Finerman, G. A., & Slauterbeck, J. L. (1995). Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of Orthopaedic Research*, 13, 930-935.
- McIntosh, S. E., Leemon, D., Visitacion, J., Schimelpfenig, T., & Fosnocht, D. (2007). Medical incidents and evacuations on wilderness expeditions. *Wilderness Environ Medicine*, 18(4), 298-304.
- McVay, E. J., & Redfern, M. S. (1994). Rampway safety: Foot forces as a function of rampway angle. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 55(7), 626-634.
- Negrini, S., & Carabona, R. (2002). Backpacks on Schoolchildren's perceptions of load, associations with back pain and factors determining the load. *Spine*, 27(2), 187-95.
- Neumann, D. A. (2002). *Kinesiology of the Musculoskeletal System Foundations for physical rehabilitation*. 1st edition. St Louis: Mosby, Inc.
- Nigg, B. M., & Bobbert, M. (1990). On the potential of various approach in load analysis to reduce the frequency of sports injuries. *Journal of Biomechanics*, 23, 3-12.
- Ounpuu, S. (1990). The biomechanics of running: a kinematic and kinetic analysis. *Instructional Course Lectures*, 39, 305-318.
- Pascoe, D. D., Pascoe, D. E., Wang, Y. T., & Shim, D. M. (1997). Influence of carrying book bags on gait cycle and posture of youths. *Ergonomics*, 40(6), 631-641.
- Perry, J., & Davids, J. R. (1992). Gait analysis: normal and pathological function. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 12(6), 815.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. 2nd edition. New Jersey: SLACK, Inc.
- Ramanathan, N. L., & Datta, S. R. (1971). Ergonomical studies on load carrying up staircases. IV. Effect of load, rate of ascent and mode. *Indian Journal of Medical Research*, 59(1), 145-156.
- Redfern, M. S., & DiPasquale, J. (1997). Biomechanics of descending ramps. *Gait and Posture*, 6(2), 119-125.
- Robbins, S. & Waked, E. (1997). Balance and vertical impact in sports role of shoe sole materials. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78(5), 463-467.
- Sheehan, R. C., & Gottschall, J. S. (2012). At similar angles, slope walking has a greater fall risk than stair walking. *Applied Ergonomics*, 43(3), 473-478.
- Tillman, M. D., & Chow, J. W. (2002). Applications of force-plate technology. *Athletic Therapy Today*, 7, 50-51.
- Turner, D. E., Helliwell, P. S., Siegel, K. L., & Woodburn, J. (2008). Biomechanics of the foot in rheumatoid arthritis: Identifying abnormal function and the factors associated with localized disease impact. *Clinical Biomechanics*, 23, 93-100.
- Twombly, S. E., & Schussman, L. C. (1995). Gender differences in injury and illness rates on wilderness backpacking trips. *Wilderness & Environmental Medicine*, 6(4), 363-376.